

## Développement d'une méthode de Contrôle qualité des Systèmes de Planification des Traitements, utilisés en radiothérapie, au moyen du code Monte-Carlo PENELOPE et des Objets Tests Numériques

Yassine Ben Hdech, Stéphane Beaumont, Jean-Pierre Guédon  
yassine.ben-hdech@univ-nantes.fr

**Résumé :** L'objectif de ce travail est de développer une méthode efficace, précise et complète pour réaliser le contrôle qualité des outils dosimétriques contenus dans les systèmes de planification du traitement (TPS) en radiothérapie. Tout d'abord nous avons mis au point, modélisé puis créé des OTN anatomiques au format DICOM de type ORL, thorax et pelvis. Nous avons aussi parallélisé le code PENELOPE pour accélérer les simulations Monte-Carlo, puis nous avons modélisé dans PENELOPE la géométrie l'accélérateur linéaire VARIAN de type CLINAC 2100CD. Ensuite nous avons calculé les distributions de dose de référence dans les fantômes modélisés et enfin nous les avons comparées avec les distributions de dose calculées par le TPS ECLIPSE (utilisé dans le service de radiothérapie du CHD de la Roche sur Yon) à l'aide de la méthode proposée par Venselaar [2].

**Mot clés :** *Radiothérapie, Contrôle qualité, Monte-Carlo PENELOPE, Objets Tests Numériques.*

## 1 Introduction

La radiothérapie est une des armes incontournables dans la prise en charge de la maladie cancéreuse. Environ deux tiers des patients atteints de tumeurs malignes seront traités par radiothérapie (les deux autres techniques sont la chirurgie et la chimiothérapie). Dans ce travail nous nous intéressons uniquement aux **systèmes de planification des traitements** utilisés en radiothérapie externe (la source d'irradiation est située à l'extérieur du patient) par opposition à la radiothérapie interne (la source se situe au contact ou à l'intérieur de la zone à traiter, appelée aussi curiethérapie). La radiothérapie externe utilise les propriétés physiques des rayonnements ionisants. Une irradiation de la zone à traiter (ou volume cible) s'accompagne d'un dépôt d'énergie qui engendre des altérations et/ou dommages génétiques. Bien que les dommages surviennent à la fois au niveau des cellules cancéreuses et normales, ces dernières sont capables de se régénérer, de s'auto-réparer et de fonctionner correctement. Les Systèmes de Planification des Traitements (TPS) ont un rôle déterminant dans la préparation des traitements, ils recueillent les données anatomiques du patient, assistent le médecin dans le choix des paramètres géométriques de l'irradiation, réalisent le calcul prévisionnel de la distribution de dose et permettent de déterminer le nombre d'unités moniteur<sup>1</sup> à délivrer par faisceau et par séance d'irradiation pour respecter la prescription médicale. Toutefois, les algorithmes de calcul qui sont implémentés dans ces TPS sont souvent des modèles analytiques simplifiés afin de réduire le temps de calcul. Compte tenu des enjeux et des risques liés à l'utilisation de ces TPS il apparaît donc nécessaire de réaliser un contrôle approfondi pour vérifier la justesse des calculs et de déterminer les limites d'utilisation (domaines de validité).

À ce jour, les contrôles traditionnels consistent à comparer les distributions de dose calculées par le TPS avec des distributions de dose mesurées, ceci représente un travail long et fastidieux qui nécessite des moyens techniques, matériels et humains importants. Les organismes internationaux (IAEA [3][4], AAPM [5][6], ESTRO [7], SSRPM et NCS) recommandent de faire des mesures expérimentales dans un fantôme simple (ou Objet Test Physique), puis de les comparer avec des calculs de dose effectués par le TPS à évaluer. L'idée est de remplacer ces mesures par des simulations Monte Carlo calculées avec PENELOPE. Les avantages sont multiples. Tout d'abord cela permet de réaliser le contrôle qualité sans monopoliser les appareils de traitement. De plus, des configurations plus proches de la réalité clinique peuvent être testées puisque, dans des situations complexes, les simulations Monte Carlo offrent une précision supérieure aux mesures. Enfin, la nature numérique des résultats obtenus facilite leur comparaison et permet d'envisager un contrôle qualité automatisé.

## 2 Matériels et méthodes

### 2.1 Contrôle qualité des TPS : nouvelle méthode

<sup>1</sup> Chaque fois qu'une unité de dose est mesurée, un signal est envoyé au pupitre, ce signal s'accompagnant d'un bruit appelé « top » et correspond en réalité à une unité moniteur.

Afin de simplifier et d'automatiser le contrôle qualité (CQ) des TPS nous proposons une nouvelle approche dans laquelle sont substitués, d'une part, des simulations Monte-Carlo aux mesures dosimétriques et, d'autre part, des Objets-Test Numériques (OTN) aux Objets-Test-Physiques (OTP). Cette solution s'appuie sur la robustesse du code Monte-Carlo PENELOPE [1] dans le domaine de la radiothérapie. Schématiquement cette méthode peut se décomposer en 4 étapes (figure 1):

1. Modéliser et générer des OTN, compatibles avec le TPS à évaluer, à l'aide du logiciel OTN-Creator [8].
2. Modéliser ces mêmes OTN dans PENELOPE.
3. Calculer les distributions de doses dans ces OTN à l'aide de PENELOPE et du TPS à évaluer.
4. Comparer le résultat : les simulations Monte-Carlo avec les calculs du TPS.

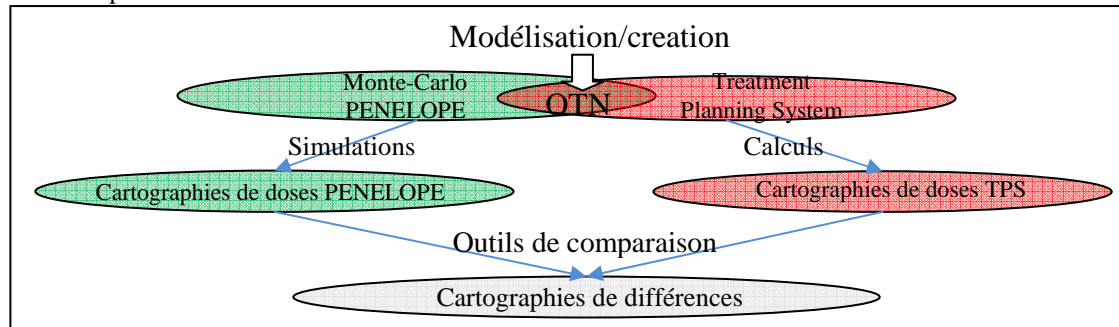


Figure 1 : Digramme illustrant les 4 étapes de la nouvelle méthode de CQ dosimétrique des TPS.

## 2.2 Création des Objets Tests Numériques

La principale difficulté de cette étape est la modélisation des OTN selon deux descriptions géométriques différentes : **discrète** (i.e. en format DICOM) compatible avec les TPS et **continue** (i.e. surfaces quadratiques) compatible avec PENELOPE.

La plate forme OTN-Creator développée par Eloïse Denis [8] et propriété de la société QUALIFORMED [9], peut générer des coupes DICOM compatibles avec le TPS à contrôler, ce logiciel est l'équivalent, à la fois de la machine-outil usinant les objets-tests physiques, et du tomodensitomètre. La géométrie d'un objet-test est définie analytiquement et stockée sous forme continue, puis discrétisée selon les besoins. La génération des OTN s'effectue en trois étapes :

1. Définition des OTN dans une scène 3D continue à partir de primitives (point, pyramide, cône...);
2. Discrétisation de cette scène 3D en voxels ;
3. Segmentation de la scène 3D discrète en coupes encodées au format DICOM ;

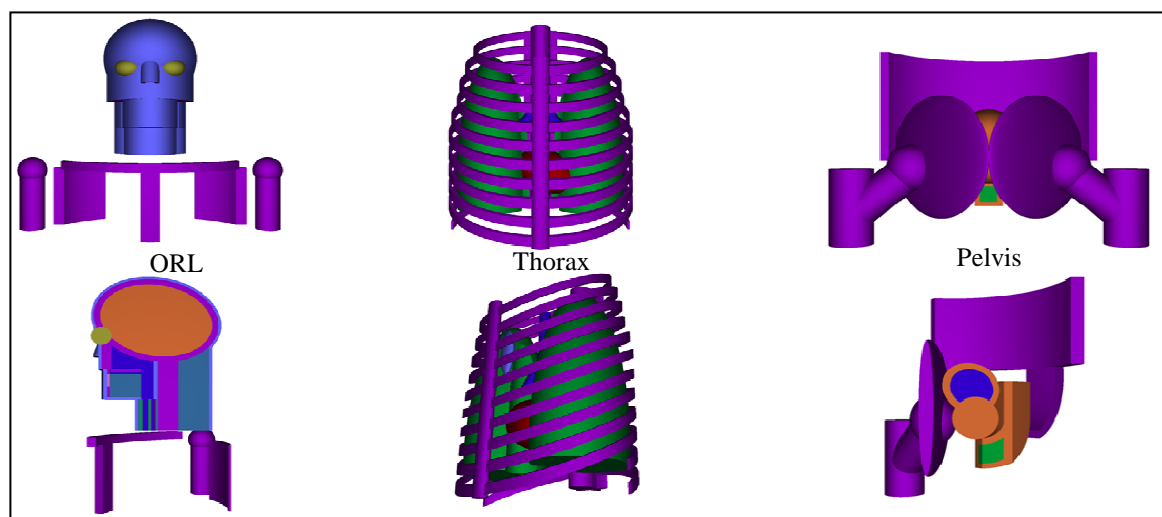


Figure 2 : Vue 3D des OTN modélisés dans ce travail pour mettre en pratique cette nouvelle méthode de CQ.

Le package MC PENELOPE contient la routine PENGEOOM dont l'objectif est de « tracker » les particules simulées dans la géométrie continue définie par l'utilisateur, cette dernière est un ensemble de corps homogènes délimités par des surfaces quadratiques, chaque corps est caractérisé par sa composition chimique [1], les fichiers géométrie et matériau sont définies en entrée par l'utilisateur.

Trois OTN ont été modélisés : ORL, thorax et pelvis (figure 2). Ils ont été validés par confrontation avec des coupes tomographiques issues de patients réels traités au CHD de la Roche sur Yon (figure 3).

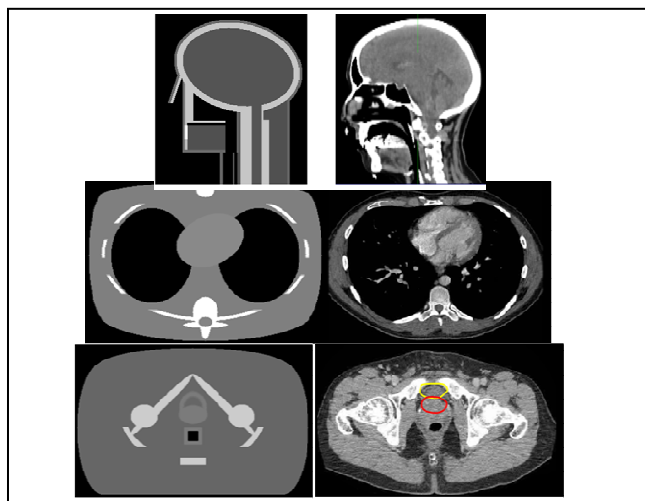


Figure 3 Comparaison de coupes générées à partir d'OTN-Creator (à gauche) et de coupes transversales d'un patient réel (à droite).

## 2.3 Modélisation de l'accélérateur linéaire des particules type VARIAN

Dans ce travail nous avons utilisé la version 2003 du code Monte Carlo PENELOPE (**PEN**etration and **Energy LOSS** of **Positrons** and **Electrons**) [1]. Ce code a été développé, dans les années 90, par l'équipe du professeur Salvat au sein de l'Université de Barcelone. Il permet la simulation, dans des matériaux simples ( $Z=1$  à 92) et dans des matériaux composites, des photons, des électrons et des positons ayant une énergie comprise entre 100 eV et 1 GeV. Le code PENELOPE a été choisi en raison de l'exactitude des simulations dans la gamme d'énergie étudiée. En effet, il a été démontré la fiabilité du modèle de diffusion mixte des électrons pour des énergies allant de quelques keV à 1GeV et la capacité du code à réaliser des calculs de dose au niveau des interfaces (eau, plomb, aluminium, os) et en présence d'une hétérogénéité.

Dans une 1<sup>ère</sup> étape, la tête d'irradiation de l'accélérateur linéaire est modélisé depuis la source de rayonnement jusqu'au voxel de l'Objet Test Numérique dans lequel est déposée la dose, à partir des informations fournies par le constructeur (figures 4). La routine PENGEOm dédié à la géométrie a été utilisée pour modéliser les différents éléments de la tête d'irradiation.

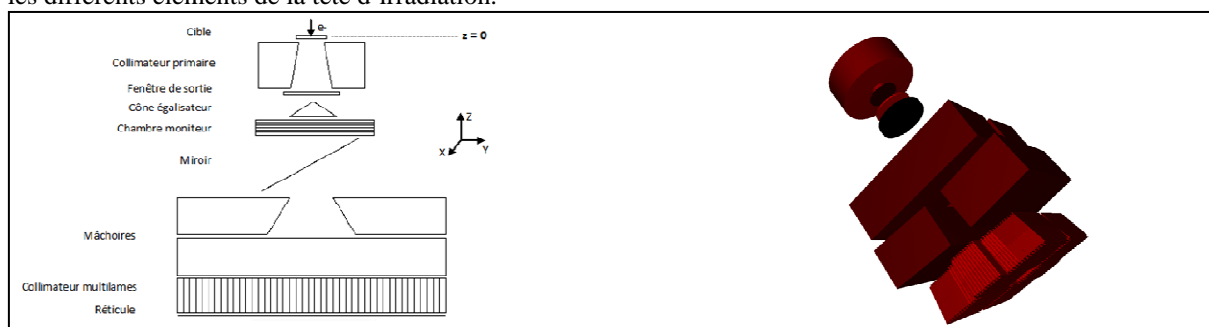


Figure 4 : Clinac 2100 CD modélisé dans ce travail : à gauche représentation schématique, à droite une vue 3D.

Dans la 2<sup>ème</sup> étape, les caractéristiques physiques initiales de la source de rayonnement (en amont de la cible) sont ajustées en comparant les calculs MC aux données mesurées sous l'appareil de traitement dans une situation simple de référence, IAEA 2000). Nous avons considéré un modèle gaussien à trois paramètres : énergie moyenne, largeur à mi-hauteur (LMH) et la tache focale. Les valeurs retenues sont : 6 MeV, 180 keV et 3.5mm, ces valeurs sont très peu différentes des valeurs retrouvées dans la littérature (tableau ci-dessous).

Auteurs	Accélérateur	Énergie (MeV)	LMH (%)	Tache focale (mm)
Liu (1997) [10]	2100CD	6.5	0	d=4
Fix (2001) [10]	2100CD	6.05	0	d=2
Hartmann-Siantar (2001) [10]	Clinac haute énergie	6.2	0	d=2
Ding (2002) [11]	2100EX	6.02	17%	LMH=1.2
Sheikh-Bagheri(2002) [12]	Clinac haute énergie	5.7	3%	LMH=2
Keall (2003) [10]	2100EX	6.2	3%	LMH=1.3
Mesbahi (2005) [13]	2300CD	6.1	?	d=1
Pena (2007) [14]	2100CD	6.25	0	LMH=1.5
Ce travail	2100CD	6	3%	LMH=3.5

<sup>1</sup> : Tache focale circulaire uniforme caractérisée par son diamètre d.

<sup>2</sup> : Tache focale circulaire non uniforme (gaussienne) caractérisée par sa largeur à mi-hauteur (LMH).

Tableau 1 : Valeurs des paramètres des électrons initiaux publiés pour les faisceaux de photons de 6 MV.

## 2 Résultats : application de la méthode sur le pelvis

Nous avons fait le contrôle qualité du TPS ECLIPSE utilisé par le service de radiothérapie du Centre Hospitalier Départemental de la Roche sur Yon. L'algorithme utilisé par ECLIPSE version 8.6.15 est l'AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), c'est un algorithme de type convolution/superposition. Nous avons généré des images DICOM 3.0 à partir de l'OTN pelvis, ces images sont compatibles avec tous les TPS et peuvent être utilisées par ECLIPSE pour calculer la dose dans le pelvis. Nous avons réalisé ce calcul de dose sous une configuration à quatre faisceaux géométriques : antérieur, postérieur, latéral droit et latéral gauche (figure 5).

Du côté PENELOPE, toutes les simulations ont été réalisées avec la version 2003, le Clinac 2100C est modélisé depuis la source de rayonnement jusqu'au voxel de l'OTN dans lequel est déposée la dose par le code MC PENELOPE, à partir des informations fournies par le constructeur. Toutes les simulations sont effectuées sur 32 CPUs en utilisant la version parallélisée de PENELOPE (à l'aide de la librairie MPI), le temps de restitution est d'environ 40 heures (par faisceau) dans l'OTN pelvis. La dose absorbée est calculée dans un voxel de taille  $0.5 \text{ cm}^3$ . Le nombre d'électrons simulés est de  $10^9$ .

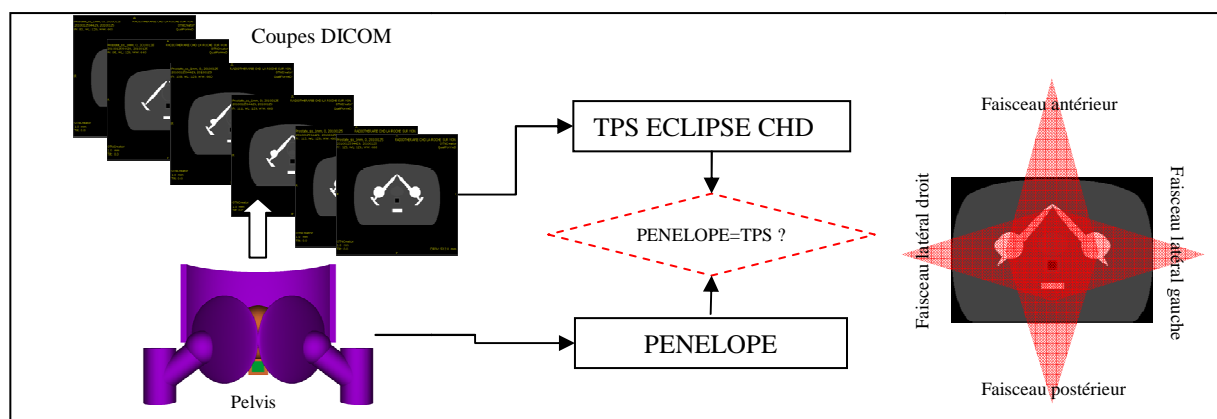


Figure 5 : Mise en place de la méthode MC de CQ sur l'OTN pelvis et le TPS Eclipse.

Nous avons extrait ensuite un rendement en profondeur<sup>2</sup> à partir des simulations MC et des calculs Eclipse (figures 6 et 7). Pour comparer ces rendements, nous avons utilisé la méthode de Venselaar [2] :

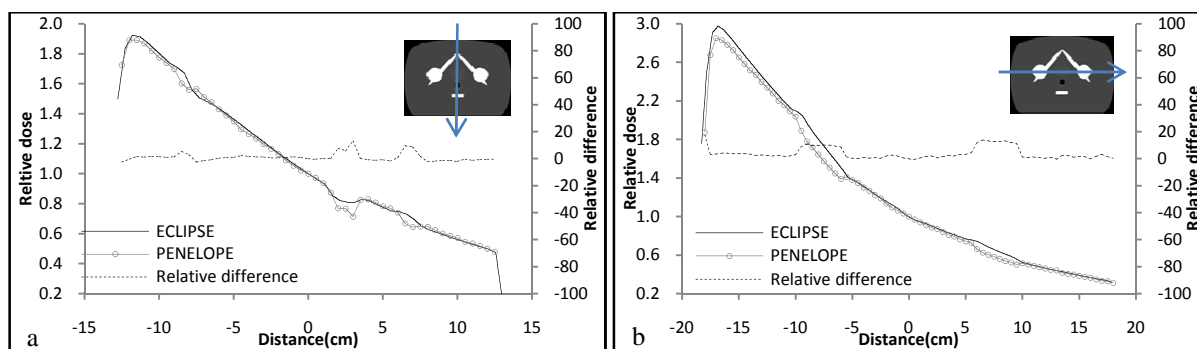


Figure 6 : Comparisons des simulations MC et des calculs Eclipse pour chaque faisceau (a : antérieur, b : latéral droit), l'axe de droite représente l'écart relatif de Venselaar.

L'écart maximal observé est d'environ 10%. Dans les régions de densité proche de l'eau (i.e. 1) l'écart relatif est inférieur à 2%. Au niveau des zones de fortes hétérogénéités (rectum = air, et têtes fémorales = os) l'écart atteint sa valeur maximale. Cet écart peut être expliqué en partie par le fait que les TPS conventionnels (i.e. qui utilisent uniquement des méthodes analytiques) calculent une dose dans l'eau et non une dose dans le milieu, selon Siebers et al. [15] il faut convertir la dose simulée par Monte-Carlo dans le milieu en dose simulée dans l'eau.

<sup>2</sup> C'est une courbe donnant la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur

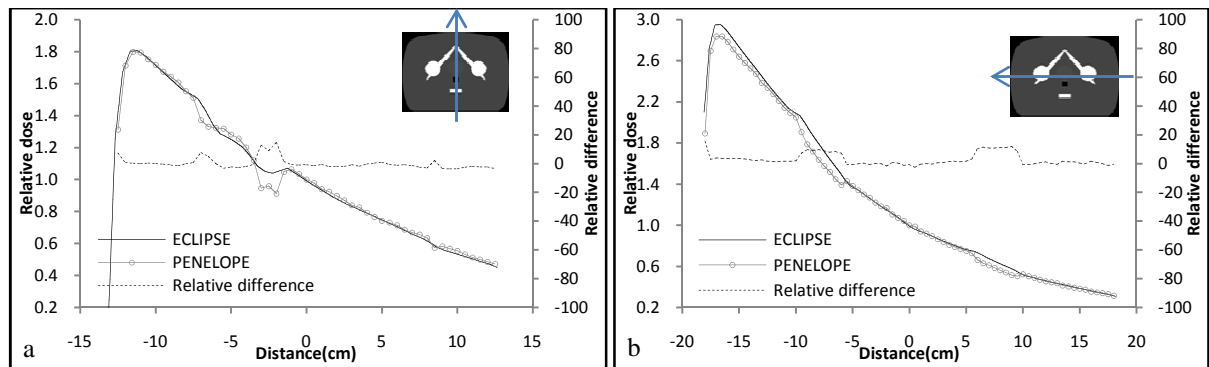


Figure 7 : Comparisons des simulations MC et des calculs Eclipse pour chaque faisceau (a : postérieur et b : latéral gauche), l'axe de droite représente l'écart relatif de Venselaar.

## 4 Conclusion

Dans ce travail, nous avons démontré la faisabilité d'une nouvelle méthode pour réaliser le contrôle de qualité dosimétriques des systèmes de planifications des traitements en radiothérapie. Cette méthode est basée sur l'utilisation du code Monte-Carlo PENELOPE et les Objets Tests Numériques anatomiques. La méthode Monte-Carlo permet une simulation de dose plus précise que la mesure expérimentale. Ainsi Le CQ des TPS peut être effectué sans disponibilité de la machine du traitement.

Pour mettre en place cette approche, trois OTN ont été modélisés : ORL, thorax et prostate, dont l'anatomie est proche de celle du patient. Ils reflètent la réalité clinique, et combinent de nombreux phénomènes physiques (manque de milieu diffusant, hétérogénéités, irrégularité de la surface ...). Ces OTN sont une excellente alternative aux fantômes physiques.

La méthode a été testée sur une seule localisation : pelvis. Des écarts importants de dose ont pu être observés notamment dans des zones de fortes hétérogénéités (i.e. os et air).

L'étape suivante de ce travail consistera à comparer les simulations MC avec des mesures expérimentales dans un fantôme hétérogène équivalent tissu (poumon et os) pour démontrer la justesse des calculs MC.

## Références

1. Salvat, F., et al., *PENELOPE, A code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Issy les Moulineaux : OECD. 2003.
2. Venselaar, J., H. Welleweerd, and B. Mijnheer, *Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems*. Radiother Oncol, 2001. **60**(2): p. 191-201.
3. Miller, D., *American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 23: radiation treatment planning dosimetry verification planning*. American Institute of physics. 1995.
4. Fraass, B., et al., *American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. Med Phys, 1998. **25**(10): p. 1773-829.
5. *International Agency of Energy Atomic, Technical Reports Series No. 430: Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer*. 2004.
6. *International Agency of Energy Atomic : Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems*, Tecdoc n°1540. 2007.
7. Mijnheer, B., et al., *Quality Assurance of Treatment Planning Systems Practical Examples for Non-IMRT Photon Beams Practical Examples*. 2004, ESTRO, BOOKLET NO. 7.
8. Eloise, D., et al. *Discrete and continuous description of a three-dimensional scene for quality control of radiotherapy treatment planning systems*. 2006: SPIE.
9. <http://www.qualiformed.com/>.
10. Keall, P.J., et al., *Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set*. Medical Physics, 2003. **30**(4): p. 574-582.
11. Ding, G.X., *Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of monte carlo simulations for a varian 2100EX accelerator*. Phys Med Biol, 2002. **47**(7): p. 1025-46.
12. Sheikh-Bagheri, D. and D.W. Rogers, *Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters*. Med Phys, 2002. **29**(3): p. 379-90.
13. Mesbahi, A., et al., *Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements*. Appl Radiat Isot, 2005. **62**(3): p. 469-77.
14. Pena, J., et al., *Automatic determination of primary electron beam parameters in Monte Carlo simulation*. Medical Physics, 2007. **34**(3): p. 1076-1084.
15. Siebers, J.V., et al., *Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations*. Phys Med Biol, 2000. **45**(4): p. 983-95.